

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 実用新案登録公報 (Y 2) (11) 実用新案登録番号

第2593412号

(45) 発行日 平成11年(1999) 4月12日

(24) 登録日 平成11年(1999) 2月5日

(51) Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	F I	
A 6 1 N	5/10	A 6 1 N	5/10 K
	5/01		5/01 A
G 2 1 K	5/00	G 2 1 K	5/00 R

請求項の数1 (全 7 頁)

(21) 出願番号	実願平5-12410	(73) 実用新案権者	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22) 出願日	平成5年(1993) 3月19日	(72) 考案者	古曳 孝明 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ 内
(65) 公開番号	実開平6-70747	(74) 代理人	弁理士 高崎 芳敏
(43) 公開日	平成6年(1994) 10月4日	審査官	稲積 義登
審査請求日	平成9年(1997) 3月12日	(56) 参考文献	特開 平5-188199 (J P, A) 特開 平5-131034 (J P, A) 特開 平5-337207 (J P, A) 特開 平6-79006 (J P, A)
		(58) 調査した分野(Int.Cl. <sup>8</sup> , D B名)	A61N 5/10 A61N 5/01

(54) 【考案の名称】 定位的放射線治療装置

(57) 【実用新案登録請求の範囲】

【請求項1】 水平軸線を中心として回転するガントリと、  
該ガントリに支持され、アイソセンタ方向に放射線を放出する照射ヘッドと、  
該照射ヘッドに対向して設けられて、前記放射線をアイソセンタに導く孔を有するコリメータ部と、  
から成る定位的放射線治療装置において、  
上記コリメータ部が内部に設けられ、照射ヘッドの放射線出口側に固定的に設けられたコリメータ用筐体と、  
該筐体内で二次元に摺動可能な摺動部と、  
該筐体内に設けられている上記コリメータ部と該摺動部とを摺動可能に支持する球面軸受と、  
コリメータの周囲の等間隔位置とそれに対応する上記筐体とに結合して、線錐体頂点方向の向きに支持された、

筐体とコリメータ部との複数個の連結部と、  
より成る定位的放射線治療装置。

【考案の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本考案は、放射線の細いビームを定位的に一点に集中させて治療する定位的放射線治療装置に係り、特に放射線を照射するガントリの機械的な精度不良に対しても、かついかなる病巣部に対しても、定位した一点に正確に放射線を集中させるのに好適な定位的放射線治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 定位法と呼ばれる放射線照射法とは、放射線の細いビームを用いて、病巣部のみに高線量を多方向より与えることにより、その破壊を行うことを目的とする治療法であり、この治療により破壊された部位の周

図の正常部位に対しては、放射線の照射が極端に少なくなることから、正常部位への悪影響をなくせる効果がある。

【0003】定位的放射線治療装置として、ガンマユニットと呼ばれる多線源方式放射線治療装置と、電子加速器等を用いる単線源方式放射線治療装置がある（特公平2-503521）。

【0004】前者は、多数の照射孔を有する半球状コリメータと、このコリメータの外部に配置されたコバルト60密封線源からなり、半球状に配置された多数のコバルト60線源からのガンマ線量が病巣部に集中的に加えられ治療を実現できるものである。一方後者は、電子加速器等を用いて、患者の病巣部を中心にガントリを回転させ、かつ治療台を回転させながらあらゆる方向から病巣部に集中的に放射線を照射することができる。従って、両者とも病巣部にはその積算線量として大線量を与えることができ、かつ正常な組織に対しては線量の分散効果により低線量にできるものである。

【0005】しかし、前者の場合は、線源として多数（約200個程度）のコバルト60を使用していて、かつコバルト60は、半減期を有するため交換が必要となり、その維持費及び管理上の問題、さらに装置価格が高いことから、普及しにくい要因となっている。また、前者のガンマユニットは頭部専用であり、呼吸により病巣部が動く胸腹部には適さない。このため、後者の電子加速器を用いての定位的放射線治療が期待されつつある。電子加速器による定位的放射線治療を行う場合について図6と図7を用いて概説する。電子加速器装置のガントリ102は、水平軸線123を中心に回転し、放射線はガントリ102に設けられた照射ヘッド113を通り、ビームが細められて病巣部に照射される。前記水平軸線123とコリメータより照射されるビーム中心121との交点120がアイソセンタとなり、この位置に患者の病巣部を一致させる。そして、ガントリ102が水平軸線123を中心に回転中も照射されるビーム中心は常に前記交点120を捉えることができるものでなければならない。そして前記ガントリ102の回転と治療台112の水平面内での回転を複合させて動作させ、病巣部に対してあらゆる方向より、放射線を照射させることができる。

【0006】

【考案が解決しようとする課題】しかし、ガントリ並びに設けた照射ヘッドは、重量物であるため、例えば図6や図7の点線で示したようにガントリの回転中にガタやたわみが生じ、ビーム中心が病巣部をとらえることができなくなり、回転中に放射線ビームの焦点が120aや120bのようにアイソセンタを通らなくなる。このような状態で治療を行うと、病巣部に対する線量と正常組織に対する線量比が小さくなるため、病巣部を破壊する効果が小さくなり、かつ正常な組織まで破壊される危険

性が生じることになる。

【0007】尚、ガントリの方やたわみの是正のための特許出願を、本件出願人は既に行っている（特願平4-25799）。特願平4-25799号は、定位用コリメータを筐体内に設け、この筐体を照射ヘッドに固定すると共に、定位用コリメータを筐体内部で摺動可能とし、且つ定位用コリメータを線錐体方向にリンク機構で位置決めするようにした。これによって、摺動によって定位用コリメータをアイソセンタに一致する方向に向けることができ、この一致する方向に向けただけで、定位用コリメータはリンク機構によって自動的にアイソセンタにその放射線照射中心が一致する。

【0008】本考案の目的は、特願平4-25799号と同じ目的を、異なる手段で可能にする定位的放射線治療装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】本考案は、水平軸線を中心として回転するガントリと、該ガントリに支持され、アイソセンタ方向に放射線を放出する照射ヘッドと、該照射ヘッドに対向して設けられて、前記放射線をアイソセンタに導く孔を有するコリメータ部と、から成る定位的放射線治療装置において、上記コリメータ部が内部に設けられ、照射ヘッドの放射線出口側に固定的に設けられたコリメータ用筐体と、該筐体内で二次元に摺動可能な摺動部と、該筐体内に設けられている上記コリメータ部と該摺動部とを摺動可能に支持する球面軸受と、コリメータ部の周囲の等間隔位置とそれに対応する上記筐体とに結合して、線錐体頂点方向の向きに支持された、筐体とコリメータ部との複数の連結部と、より成る。

【0010】

【作用】本考案によれば、治療用ガントリが回転中に前記したようなガタやたわみ等により、定位した一点から位置ずれが生じた場合、前記コリメータの位置補正機構を用いることによってコリメータを移動させ、コリメータの孔の中心軸が放射線線錐体の頂点とアイソセンタを結ぶ直線に一致するようにできる。これによって、放射線の中心軸は常にアイソセンタを通過し、さらにコリメータの孔から放射される放射線の線量分布は一定になる。このようにして、治療用ガントリが回転中においても常に定位した一点に放射線を集中させることができる。

【0011】従って、病巣部にはその積算線量としては、大線量を与えることができ、かつ正常な組織に対しては、線量の分散効果により低線量にできる。その結果、正常組織に対する放射線の影響が少なくなり、かつ病巣部を確実に破壊することができ、放射線による治療効果は最大のものとなる。

【0012】更に、本考案によれば、線錐体方向の向きに支持された、筐体とコリメータ部とを連結する複数の連結部を設けたことにより、ガントリの方やたわみに

よる位置ずれの修正が迅速且つ正確に行えるようになる。

#### 【0013】

【実施例】以下、本考案の実施例を図面を用いて説明する。図4は本考案の定位的放射線治療装置の全体構成図である。この装置は支持部1によって支持されて、患者8の周囲を矢印20のように回転するガントリ2と、ガントリ2に支持された照射ヘッド10と、照射ヘッド10に支持されたコリメータ駆動装置18と、患者8を寝載する治療台9により構成される。ガントリ2及び照射ヘッド10には、電子線発生源（図示せず）からの電子線3を搬送する搬送路4、前記電子線3を偏向する偏向マグネット5、前記電子線3の出口部に設けた真空窓6、電子線3の照射を受けてX線を放射するX線ターゲット7、放射X線を絞る円錐コリメータ11と、可動コリメータ12、13、円錐コリメータ11と可動コリメータ12との間に設けたフィルタ14より成る。フィルタ14は、円錐内のX線線量分布を一様にする平坦化フィルタである。

【0014】図4の状態において、X線の照射中心となる鉛直軸線16と、ガントリ2の回転中心となる水平軸線17との交点が、アイソセンタ15となり、癌等の病巣部をこの位置に合わせるために、治療台を上下、左右移動させながら位置決めする。その治療台9は、前記アイソセンタ15を通る鉛直軸線16を中心として水平面上で回転可能に設置された回転盤25の周辺部に固定して取り付けられている。かくして、回転盤25の回転に伴い、アイソセンタ15を中心に治療台は水平面上で回動できる。台車21はその回動用に設けている。

【0015】可動コリメータ12、13は、それぞれ2枚のコリメータブロックより成り、この4枚のコリメータブロックをx、y方向に矩形状に配置することで、矩形状のX線通過路を形成する。矩形状の大きさは、その4枚のコリメータブロックの距離を変化させることで調整する。しかし、この可動コリメータ12、13は単に放射線を矩形に絞る役目だけであり、定位した一点に対する位置ずれを補正する動作はできない。このため、照射ヘッド10とアイソセンタ15の間に定位用のコリメータ19を設けている。

【0016】コリメータ19は、従来の単線源形では、照射ヘッド10に固定されているが、本実施例では、筐体の中にコリメータ19を収納した。この実施例を図1に示す。先ず図1の概要を説明する。内部にコリメータ19を収納した筐体24は、照射ヘッド10に固定されている。筐体24はコリメータ19を駆動するための駆動機構を組み込んでいる。コリメータ19は、可動コリメータ13を通った放射線をさらに細めるための孔（コリメータ孔と称する）43を持つ。コリメータ19は支点を中心として揺動可能であり、且つ、どの揺動位置にも固定（位置決め）可能である。更に、揺動の支点位置

は、放射線線錐体の頂点Sである。揺動のどの位置であっても、コリメータ孔43から放射される放射線の線量分布が一定となるようにコリメータの孔の中心線29が放射線線錐体の頂点Sとアイソセンタとを結ぶ直線上に存在する。ここで、放射線線錐体とは、ターゲット7から放射される放射線ビームのことであり、その頂点とはターゲット7の放射位置であり、点放射源であれば、その点そのものの位置、面放射源であれば、その面中心位置を指す。

【0017】図1は、定位用コリメータを組み込んだコリメータ機構の実施例であり、図2はそのA-A断面図である。コリメータ機構は、コリメータ部60と、リンク機構Lと、揺動機構Kと、駆動機構Pとから成る。

【0018】コリメータ部60は、コリメータ19と、これを収納する筒部材70とより成る。筒部材70は、コリメータ19の支持と保護の目的のために設けたものであり、その内部にコリメータ19が収納するようになっている。但し、筒部材70を除いてコリメータ19そのもののだけであってもよい。

【0019】駆動機構Pは、第1、第2、第3の平面部材31、34、36、を直線案内ローラ33、35、モータ53、ボールネジ51、連結部52より成る。平面部材31は、筐体24の放射線の通過口としての孔30と同様の孔32を持つ部材であり、筐体24に固定的に取り付けてある。第1の平面部材31上には、直線案内ローラ33を介して第2の平面部材34がY方向に揺動可能に取り付けられている。第2の平面部材34上には直線案内ローラ35を介して第3の平面部材36がX方向に揺動可能に取り付けられている。即ち、第2の平面部材34と第3の平面部材36とにより、一般的に知られるX-Yテーブルを構成している。また、第3の平面部材36は、ボールネジ51に嵌合したアーム50を有して、モータ53により連結部52を介してボールネジ51を回転させることにより、第3の平面部材36をX方向に移動させることができる。第2の平面部材34についても、第3の平面部材36の移動機構と同じように独立した移動機構（図示省略）を持ち、Y方向に移動可能である。

【0020】揺動機構Kは、筒部材70、球面軸受71、ハウジング73、押さえ部材72より構成されている。筒部材70は、コリメータ19を格納するものであって、筒部材70の外径に略等しい内径を有する球面軸受71に挿入されている。球面軸受71は、ハウジング73と押さえ部材72により固定されている。ハウジング73は、前記第3の平面部材36に固定されている。

【0021】リンク機構Lは、ロッドエンド77、締結部材78、連結軸79、ロッドエンド80、締結部材81、83、軸82、軸受部材84、締結部材86、87、球面軸受92、93より成る。この機構Lは、筐体24に軸82を介して連結すると共に、揺動機構Lにも

軸75を介して連結している。即ち、軸82の一方は、筒体24に固定した軸受部材84に、締結部材83で固定され、更に軸82の他方は球面軸受92を有するロッドエンド80に締結部材81を介して固定され、これによって軸82を介してリンク機構Lが筒体24に連結する。更に、軸75の一方は、筒部材70に固定したアーム74に結合し、軸75の他方は、球面軸受93を有するロッドエンド77に締結部材78を介して固定され、これによって、リンク機構Lが軸82を介して揺動機構Kに連結する。ロッドエンド80と77とは、連結軸79によって連結している。連結軸79は、両端にねじがきつてあり、ロッドエンド70と80のねじ部分に挿入され、締結部材86、87により連結軸79が回転しないようになっている。

【0022】以上の図1のリンク機構Lは、図2に示すように、実際上は、筒部材70を中心に等間隔に3個配置して使う。79a、79b、79cがこの3つのリンク機構の連結軸79を示している。2個の例又は4個以上の例もありうる。

【0023】第2平面部材34と第3の平面部材36は、平行に移動動作するのに対して、コリメータ19はリンク機構によって傾斜動作する。この傾斜動作をスムーズに行わせるための働きが前記揺動機構Kによるものである。前記リンク機構の取り付け関係は、コリメータ19の孔43の中心線29が、図4の鉛直軸線16と一致している時、前記ロッドエンド77、80を連結する連結軸79a～79cの軸中心90a～90cが放射線の線錐体の頂点Sを通るように設定している。つまり、例えばX線の場合は、前記X線ターゲット7の中心点Sに向くように配置すればよい。

【0024】次に、この構成による動作について説明する。モータ53の回転により、ボールネジ51が回転すると、前記第3の平面部材36が突き出し、ボールネジ51と嵌合したアーム50が矢印56方向に動作する。同様に第3の平面部材36も直線案内ローラ35により矢印56方向に第1の平面部材31に平行に動作する。第3の平面部材36に固定されている前記揺動機構Kも同様に移動する。従って、コリメータ19も矢印56方向に平行に移動する。しかし、本来平行移動するところが、コリメータ19を支持するリンク機構Lにより拘束され、コリメータ19は、球面軸受71により揺動可能になっているため図3のように傾くことになる。その傾き角度は、第3の平面部材36の移動量に比例した傾きであり、かつ傾けられた場合のコリメータ孔43の中心線57は、常に放射線の線錐体の頂点を通る。また、第2の平面部材34が紙面と直交方向、即ちY方向に移動した場合も同様である。従って、第2の平面部材34及び第3の平面部材36の複合動作においても、同様の結果が得られ、本考案の構成を用いれば、傾いた場合のコリメータ孔中心線は、必ず放射線の線錐体の頂点を通る

ことができる。

【0025】従って、図5のようにガントリ2及び照射ヘッド10が傾いて、コリメータ19の中心線（放射線中心）が線58のようになる場合は、コリメータ19を前記したように動作させ、コリメータ19を19aのように傾けることにより、コリメータの孔の中心軸59が放射線線錐体の頂点とアイソセンタ15を結ぶ直線に一致するように位置修正できる。

【0026】

【考案の効果】本考案によれば、治療用ガントリが回転中に前記したようなガタやたわみ等により、定位した一点から位置ずれが生じた場合、前記コリメータの位置補正機構を用いることによってコリメータを移動させ、コリメータの孔の中心軸が放射線線錐体の頂点アイソセンタを結ぶ直線に一致するようにする。これによって放射線の中心軸はアイソセンタを通過し、さらにコリメータの孔から放射される放射線の線量分布は一定になる。このようにして治療用ガントリが回転中においても、常に定位した一点に放射線を集中させることができる。

【0027】従って、病巣部にはその積算線量としては、大線量を与えることができ、且つ正常な組織に対しては、線量の分散効果により低線量にできる即ち正常組織に対する放射線の影響が少なくなり、かつ病巣部を確実に破壊することができ、放射線による治療効果は最大のものとなる。

【0028】更に、連結軸によって筒体とコリメータ部とを連結させたことにより、位置修正が迅速且つ精度よく行える。

【図面の簡単な説明】

【図1】本考案のコリメータ機構の実施例の断面図である。

【図2】本考案のコリメータ機構の実施例の他の断面図である。

【図3】本考案のコリメータ機構の実施例の動作駆動例を示す図である。

【図4】本考案の治療装置の実施例図である。

【図5】ガントリ及び照射ヘッドの位置ずれ及びその相殺の説明図である。

【図6】定位的放射線治療装置の位置ずれの説明図である。

【図7】定位的放射線治療装置の位置ずれの説明図である。

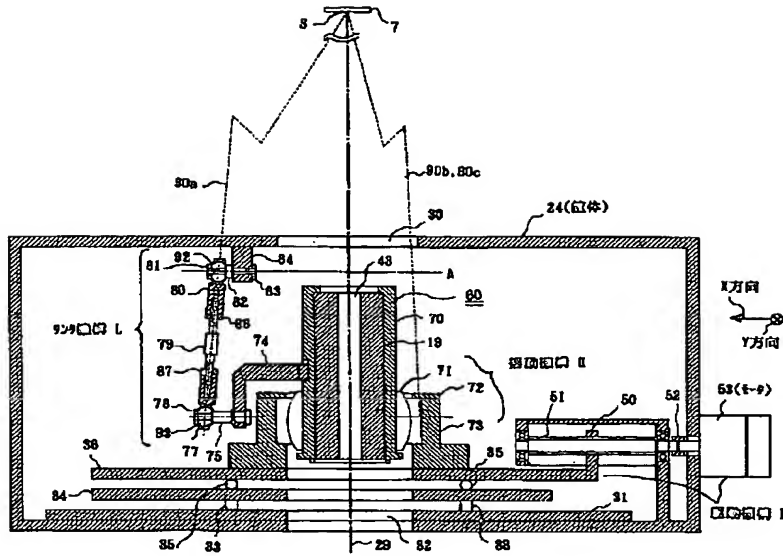
【符号の説明】

- 2 ガントリ
- 7 ターゲット
- 9 ベッド
- 10 照射ヘッド
- 15 アイソセンタ
- 19 コリメータ
- L リンク機構

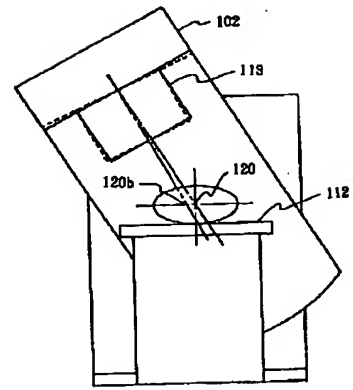
K 揺動機構

P 駆動機構

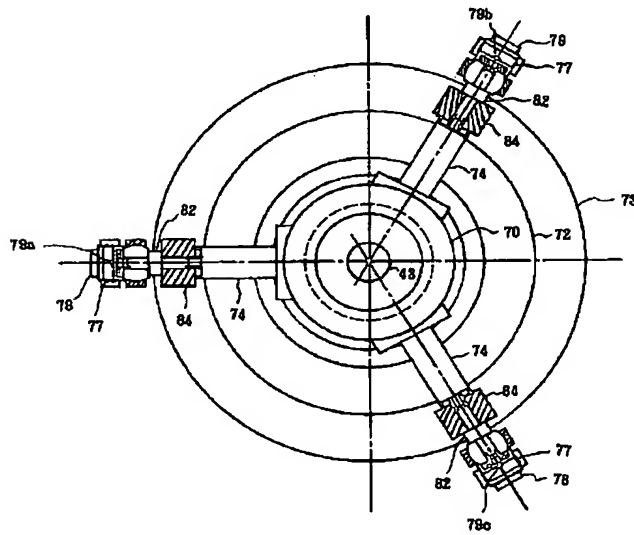
【図1】



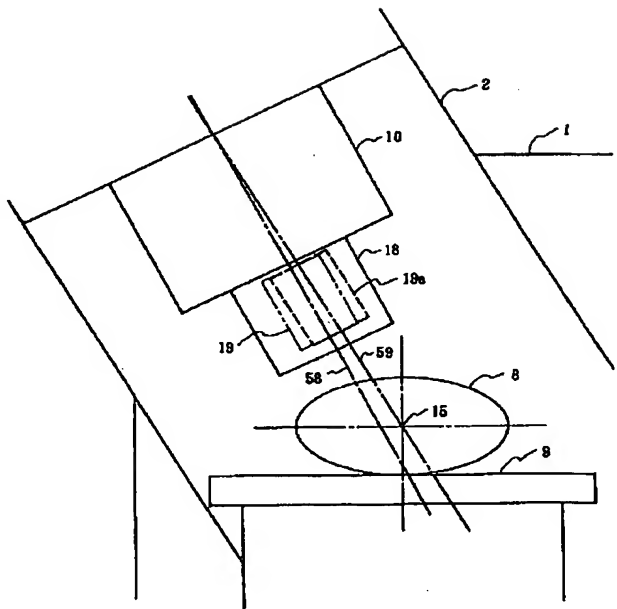
【図7】



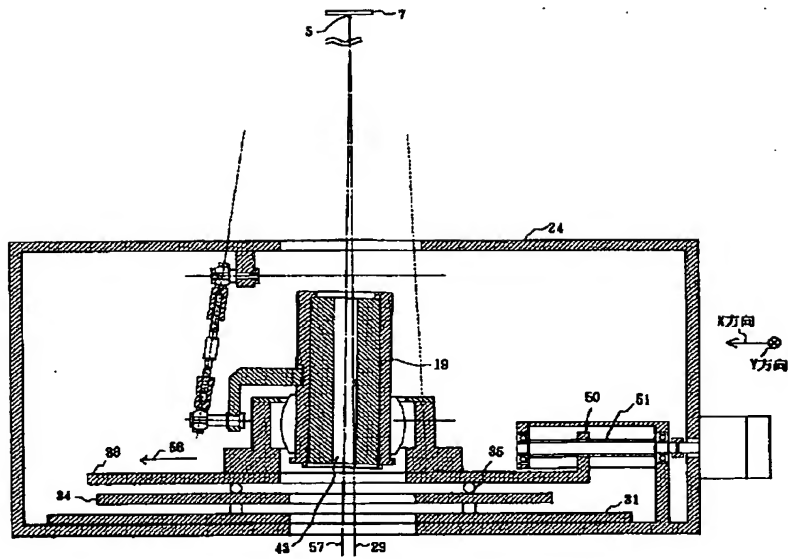
【図2】



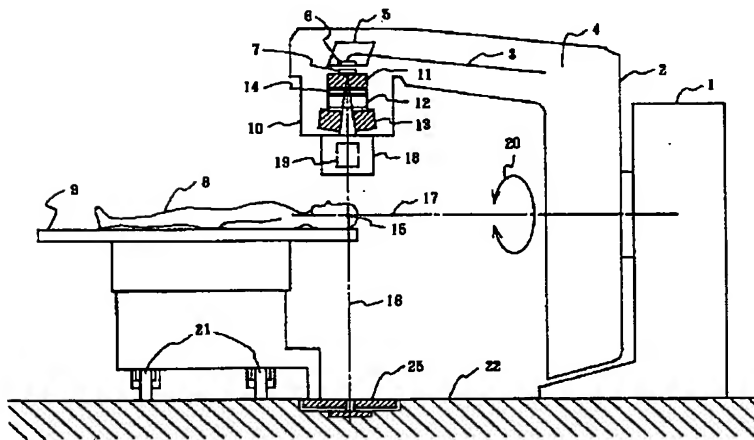
【図5】



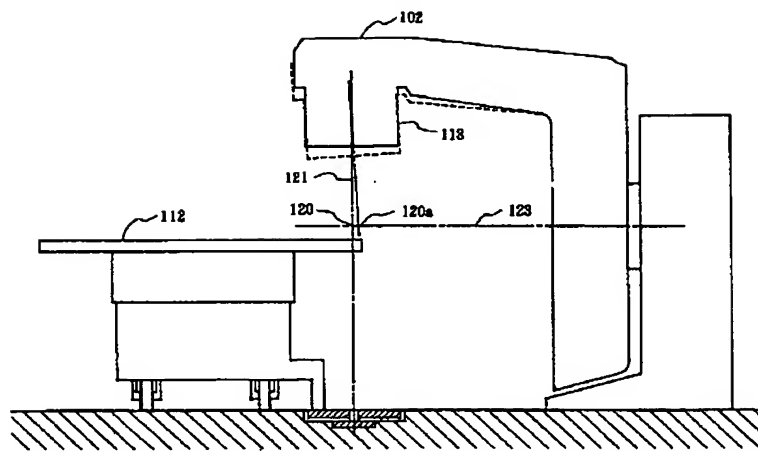
【圖 3】



【圖 4】



【図6】



Japanese Utility Model Publication

Publication No.: 2593412

Publication Date: April 12, 1999

Int. Class: A61 N 5/10

5/01

G21 K 5/00

Application No.: 5(1993) - 12410

Application Date: March 19, 1993

Applicant: Hitach Medical Corporation

1-1-14, Uchikannda, Chiyoda-ku, Tokyo

Inventor: Takaaki Kobiki

1-1-14, Uchikannda, Chiyoda-ku, Tokyo

Title of the Utility Model:

Stereotaxic Radiosurgery Apparatus

【Scope of the Utility Model Claimed】

1. A stereotaxic radiosurgery apparatus comprising:  
a gantry adapted to rotate on its horizontal axis line,  
an irradiating head supported by said gantry and adapted  
to release radiation toward an isocenter, and

a collimator section disposed opposite to said  
irradiating head, and having a hole for guiding said radiation  
to said isocenter,

wherein said apparatus further comprises:

a collimator case containing said collimator section  
therein and fixedly attached to said irradiating head on the  
exit side of said radiation,

a sliding section contained in said collimator case and  
is slidable two-dimensionally within said case,

a spherical bearing for swingably supporting said



collimator section and sliding section contained in said collimator case, and

a plurality of linking sections for linking said collimator case with said collimator section, each linking an equiangular circumferential position of said collimator section and a corresponding location of said collimator case to be supported such that each of said linking sections is directed towards the apex of the conical line of radiation.

【Detailed Description of the Utility Model】

【Field of Industrial Application】

The present utility model relates to a stereotaxic radiosurgery apparatus for treating patents by concentrating narrow radiation beams at a stereotaxic spot. More specifically, the present utility model relates to a stereotaxic radiosurgery apparatus capable of concentrating radiation beams precisely at a stereotaxic spot regardless of mechanical inaccuracies of the gantry and for any kind of lesions.

【Related Art】

A radiation method known as the stereotaxic method is a medical treatment technique in which narrow radiation beams are irradiated on a lesion from multiple directions to apply a large radiation dose only to the lesion for destroying it. This technique is advantageous in that the normal region around the region destroyed by the radiation receives an extremely less radiation dose, thereby the harmful influence on the normal region may be minimized.

There are two types of stereotaxic radiosurgery apparatus, one of which is a multiple source unit known as "gamma unit" and the other is a single source unit using an electron accelerator or the like as described, for example, in Japanese Patent Publication No. 2(1990)-503521.

The former comprises a semispherical collimator having multiple irradiation holes and a sealed radiation source of cobalt 60 placed outside the collimator, and the radiotherapy treatment is performed by applying doses of gamma-rays intensively to the lesion of a patient from multiple radiation sources of cobalt 60 arranged in semispherical manner, while the latter uses an electron accelerator and may irradiate radiation on the lesion of a patient from all angles intensively by rotating the gantry around the lesion of the patient and turning the treatment table. Thus, both units may apply a large cumulative radiation dose to the lesion, and the radiation dose received by the normal tissues may be minimized by the dose distribution effect.

The former, however, uses multiple radiation sources of cobalt 60 (approximately 200) that need to be replaced periodically since cobalt 60 has a limited half-life period, resulting in higher maintenance costs with management problems. Due to these problems together with a higher equipment cost, its use is limited. Further, the former gamma unit is exclusively used for the head and not suited for the chest and abdomen where the lesion is moved by the respiration of the patient. For this reason, the latter of stereotaxic radiosurgery using an electron accelerator is increasingly expected as the promising technique. The outline of the stereotaxic radiosurgery using an electron accelerator will be provided herein below with reference to Figures 6 and 7. A gantry 102 having an electron accelerator rotates on its horizontal axis line 123, and radiation beams are narrowed down through an irradiating head 113 attached to the gantry 102 before being irradiated on a lesion. The intersection 120 of the horizontal axis line 123 with the center of the radiation

beam 121 irradiated through the collimator is referred to as the isocenter to which the lesion of the patient is aligned. The center of the irradiated beam must always hit the intersection 120 while the gantry 102 is being rotated on its horizontal axis 123. The combined movement of the rotation of the gantry 102 and the turning of a treatment table 112 on the horizontal plane allows the radiation beams to be irradiated on the lesion from all angles.

【Problems to be Solved】

But, the gantry itself and the irradiating head supported by the gantry are weighty objects so that shaking and/or bending may occur while the gantry is being rotated and the center of the beam is unable to hit the lesion, resulting in, for example, the focus of the radiation beam being deflected from the isocenter as indicated by reference numerals 120a and 120b in Figures 6 and 7 while the gantry is being rotated. If the radiosurgery treatment is conducted under these conditions, the dose ratio of the lesion to the normal tissues becomes smaller, and the destructive effect on the lesion is reduced and the risk of destroying the normal tissues as well may arise.

The applicant has already filed a patent application for a method of compensating for the shaking and/or bending of the gantry (Japanese Patent Application No. 4(1992)-25799). In the method described in Japanese Patent Application No. 4(1992)-25799, a collimator for stereotaxic positioning is contained in a case which is fixedly attached to the irradiating head. The collimator is slidable within the case and positioned such that it is directed towards the conical line of radiation by a linking mechanism. This allows the slidable collimator for stereotaxic positioning to slide such that it is directed toward the direction coinciding with the isocenter, which solely

enable the linking mechanism to automatically align the center of the radiation beam passed through the collimator with the isocenter.

The object of the present utility model is to provide a stereotaxic radiosurgery apparatus that achieves the object of Japanese Patent Application No. 4 (1992)-25799 using a different means.

#### 【Means of Solving the Problems】

The stereotaxic radiosurgery apparatus of the present invention comprises: a gantry adapted to rotate on its horizontal axis line; an irradiating head supported by the gantry and adapted to release radiation toward an isocenter; and a collimator section disposed opposite to the irradiating head, and having a hole for guiding the radiation to the isocenter, wherein the apparatus further comprises: a collimator case containing the collimator section therein and fixedly attached to the irradiating head on the exit side of the radiation; a sliding section contained in the collimator case and is slidable two-dimensionally within the case; a spherical bearing for swingably supporting the collimator section and sliding section contained in the collimator case; and a plurality of linking sections for linking the collimator case with the collimator section, each linking an equiangular circumferential position of the collimator section and a corresponding location of the collimator case to be supported such that each of the linking sections is directed towards the apex of the conical line of radiation.

#### 【Function】

According to the present utility model, if the medical gantry is displaced from the stereotaxic spot due to the shaking and/or bending of the gantry described above while it is being

rotated, the positioning adjusting mechanism for the collimator is used to move the collimator such that the central axis of the collimator hole is aligned with the straight line between the apex of the conical line of radiation and the isocenter. By doing so, the central axis of the radiation may pass through the isocenter and the dose distributions of the radiation passed through the collimator hole become uniform. In this way, the medical gantry may always concentrate the radiation at a stereotaxic point while it is being rotated.

Thus, the medical gantry may apply a large cumulative radiation dose on a lesion, while the radiation dose received by the normal tissues may be minimized by the dose distribution effect. As a result, while the harmful influence on the normal tissues is minimized, the lesion may be destroyed steadily, thereby the maximum therapeutic effect of the radiosurgery treatment may be obtained.

Further, according to the present utility model, the prompt and accurate compensation for the displacement of the gantry due to the shaking and/or bending of the gantry is realized by providing a plurality of linking sections supported such that it is directed towards the conical line of radiation.

#### 【Description of the Embodiments】

Hereinafter, an embodiment of the present utility model will be described with reference to the accompanying drawings. Figure 4 is a schematic configuration diagram of the stereotaxic radiosurgery apparatus of the present utility model illustrating the overview thereof. The apparatus comprises a gantry 2 supported by a supporting member 1, and rotates around a patient 8 in the direction indicated by an arrow 20; an irradiating head 10 supported by the gantry 2; a collimator driving unit 18 supported by the irradiating head 10; and a

treatment table 9 for laying the patient 8 thereon. The gantry 2 and irradiating head 10 comprise a transmission path 4 for transmitting an electron beam 3 generated by an electron beam generating source (not shown); a deflecting magnet 5 for deflecting the electron beam 3; a vacuum window 6 provided at the outlet section of the electron beam 3; an X-ray target 7 that radiates X-rays when exposed to the electron beam 3; a conical collimator 11 for narrowing down radiated X-rays; movable collimators 12 and 13; and a filter 14 disposed between the conical collimator 11 and movable collimator 12. The filter 14 is a flattening filter for distributing the X-ray doses evenly within the cone.

Under the state of the apparatus shown in Figure 4, the intersection of the vertical axis line 16 that corresponds to the center of radiated X-rays and the horizontal axis line 17 that corresponds to the center of rotation of the gantry 2 forms the isocenter 15 to which the lesion of a patient such as a carcinomatous lesion is aligned by moving the treatment table 9 up or down, and to right or left. The treatment table 9 is fixedly attached to the periphery of a rotary table 25 which is installed rotatably on the horizontal plane around the vertical axis line 16 passing through the isocenter 15. Thus, the treatment table 9 may turn around the isocenter 15 on the horizontal plane by the rotation of the rotary table 25. The wheels of the table are provided for this purpose described above.

Each of the movable collimators 12, 13 comprises two collimator blocks, and the four collimator blocks are arranged in rectangle in x, y directions to form a rectangular X-ray passage. The size of the rectangular passage is adjusted by changing the distance of the four collimator blocks. The movable

collimators 12, 13, however, simply act to narrow down the radiation in rectangle and can not correct any deflection of the radiation from the stereotaxic point. For this reason, a collimator 19 is provided between the irradiating head 10 and the isocenter 15.

Generally, the collimator 19 is fixedly attached to the irradiating head 10 for the conventional apparatus with a single radiation source, but in the embodiment of the present utility model, it is contained in a case, which is shown in Figure 1. A brief description of Figure 1 will be provided below. The case 24 containing the collimator 19 therein is fixedly attached to the irradiating head 10. The case 24 also contains therein a driving mechanism for driving the collimator 19. The collimator 19 has a hole (collimator hole) 43 for further narrowing down the radiation passed through the movable collimator 13. The collimator 19 is movable as though it is swung from the supporting point and fixable (positionable) at any position in the swingable range. Further, the supporting point described above corresponds to the apex S of a conical line of radiation. Regardless of the position of the collimator 19 in the swingable range, the central line 29 of the collimator hole 43 always aligns with the straight line passing through the apex S of the conical line of radiation and isocenter so that the dose distributions of the radiation passed through the collimator hole 43 become uniform. Here, the conical line of radiation means the radiation beam radiated from the target 7 and the apex S of the conical line of radiation means the radiating point of the target 7; and if the target 7 is a point radiation source, the apex S is the radiating point itself, and the center of the radiating surface if it is a surface radiation source.

Figure 1 shows an embodiment of the collimator driving

mechanism with a collimator for directing the radiation beam at a stereotaxic point, and Figure 2 is a cross-sectional view thereof taken along the line A-A in Figure 1. The collimator driving mechanism comprises a collimator section 60; a linking mechanism L; a swinging mechanism K; and driving mechanism P.

The collimator section 60 comprises the collimator 19 and a tube member 70 for accommodating the collimator 19. The tube member 70 is provided for accommodating the collimator 19 therein for supporting and protecting it. But, the collimator 19 may be a collimator itself without having the tube 70.

The driving mechanism P comprises first, second and third planar members 31, 34, and 36; linear guiding rollers 33 and 35; a motor 53; a ball screw 51; and a connecting section 52. The planar member 31 is a member having a hole 32 which is similar to a hole 30 of the case 24 for passing the radiation is fixedly attached to the case 24. The second planar member 34 is slidably attached to the first planar member 31 through the linear guiding rollers 33, which is slidable in Y direction. The third planar member 36 is slidably attached to the second planar member 34 through the linear guiding rollers 35, which is slidable in X direction. That is, a well-known X-Y table is formed by the second and third planar members 34 and 36. In addition, the third planar member 36 has an arm 50 engaging with a ball screw 51 so that the third planar member 36 can be moved in X direction by rotating the ball screw 51 with the motor 53 through the connecting section 52. Also, the second planar member 34 has a separate moving means (not shown) similar to that of the third planar member 36 described above which is capable of moving the second planar member 34 in Y direction.

The swinging mechanism K comprises the tube member 70; a spherical bearing 71; a housing 73; and a holding member 72.



The tube member 70 is provided for accommodating the collimator 19 which is inserted into the spherical bearing 71 having an inner diameter which is substantially corresponding to the outer diameter of the tube member 70. The spherical bearing 71 is fixedly attached to the housing 73 and holding member 72. The housing 73 is fixedly attached to the third planar member 36.

The linking mechanism L comprises a rod end 77; a clamping member 78; a linking shaft 79; a rod end 80; clamping members 81 and 83; a shaft 82; a bearing member 84; clamping members 86 and 87; and spherical bearings 92 and 93. The linking mechanism L is connected to the case 24 with the shaft 82, and to the swinging mechanism K with a shaft 75. That is, one end of the shaft 82 is fixedly attached by the clamping member 83 to the bearing member 84 which is fixedly attached to the case 24 and the other end by the clamping member 81 to the rod end 80 having the spherical bearing 92, thus the linking mechanism L is connected to the case 24 through the shaft 82. In addition, one end of the shaft 75 is connected to an arm 74 which is fixedly attached to the tube member 70 and the other end with the clamping member 78 to the rod end 77 having the spherical bearing 93, thus the linking mechanism L is connected to the swinging mechanism K through the shaft 82. The rod ends 80 and 77 are connected together by the linking shaft 79. The linking shaft 79 has male thread sections at both ends which are screwed into the female thread section of the rod ends 70 and 80 respectively, and the rotation of the shaft 79 is prevented by the clamping members 86 and 87.

In actual installations, three sets of the linking mechanism L shown in Figure 1 are disposed in equiangularly around the tube member 70 as shown in Figure 2. The reference

numerals 79A, 79B and 79C represent the shaft 79 of the three sets of the linking mechanism L respectively. The arrangement of two sets or more than three sets of the linking mechanism L may be possible.

Whereas the second and third planar members 34 and 36 translate horizontally, the collimator 19 is inclined by the linking mechanisms L. The swinging mechanism K is provided for supporting the smooth inclination of the collimator 19. The linking mechanisms L are arranged such that the shaft axes 90a, 90b and 90c of the linking shafts 79a, 79b and 79c connecting the rod ends 77 and 80 pass through the apex S of the conical line of radiation when the collimator 19 is being placed at the position where the central line 29 of the hole 43 of the collimator 19 aligns with the vertical axis line 16 as shown in Figure 4. That is, for an X-ray system, the linking mechanisms may be arranged such that the axes 90a, 90b and 90c pass through the central point S of the X-ray target 7.

Hereinafter, the operation of the collimator driving mechanism according to the embodiment will be described. When the ball screw 51 is rotated by the rotation of the motor 53, the third planar member 36 protrudes and the arm 50 engaged with the ball screw 51 moves in the direction indicated by an arrow 56. Similarly, the third planar member 36 is moved parallel to the first planar member 31 by the linear guiding roller 35 in the direction indicated by the arrow 56. The swinging mechanism K fixedly attached to the third planar member 36 is also moved along with the third planar member 36. Thus, the collimator 19 also translates horizontally in the direction indicated by the arrow 56. The collimator 19 which is supposed to continue translating horizontally, however, is tied down by the linking mechanisms L supporting the collimator 19 and inclined as shown

in Figure 3 since it is swingably held by the spherical bearing 71. The angle of the inclination of the collimator 19 is proportional to the travel distance of the third planar member 36, and the central line 57 of the collimator hole 43 of the inclined collimator 19 always passes through the apex of the conical line of radiation. Further, the same applies to the case in which the second planar member 34 is moved in the direction orthogonal to the surface of the Figure 3 or Y direction. Therefore, in the combined movement of the second and third planar members 34 and 36, similar result may be obtained, that is, the configuration of the present utility model allows the central line of the collimator hole of the inclined collimator to always pass through the apex of the conical line of radiation.

Accordingly, if the gantry 2 and irradiating head 10 are inclined causing the central line of the collimator 19 (center of radiation) being deflected as indicated by the line 58 in Figure 5, the central axis 59 of the collimator 19 may be brought back to the position that aligns with the straight line between the apex of the conical line of radiation and the isocenter 15 by moving the collimator 19 in the manner described above to incline the collimator 19 as in the position of 19a.

#### 【Advantageous Effects of the Utility Model】

According to the present utility model, if the medical gantry is displaced from the stereotaxic spot due to the shaking and/or bending of the gantry described above while it is being rotated, the positioning adjusting mechanism for the collimator is used to move the collimator such that the central axis of the collimator hole is aligned with the straight line between the apex of the conical line of radiation and the isocenter. By doing so, the central axis of the radiation may pass through the isocenter and the dose distributions of the radiation passed

through the collimator hole become uniform. In this way, the medical gantry may always concentrate the radiation at a stereotaxic point while it is being rotated.

Thus, the medical gantry may apply a large cumulative radiation dose to a lesion, while the radiation dose received by the normal tissues may be minimized by the dose distribution effect. That is, while the harmful influence on the normal tissues is minimized, the lesion may be destroyed steadily, thereby the maximum therapeutic effect of the radiosurgery treatment may be obtained.

Further, the prompt and accurate adjustment for the positioning is realized by linking the case and the collimator section with the linking shaft.

#### 【Brief Description of the Drawings】

Figure 1 is a cross-sectional view of the collimator mechanism according to an embodiment of the present utility model.

Figure 2 is another cross-sectional view of the collimator mechanism according to an embodiment of the present utility model.

Figure 3 is a drawing illustrating an example of driving operation of the collimator mechanism according to an embodiment of the present invention.

Figure 4 is drawing illustrating the stereotaxic radiosurgery apparatus according to an embodiment of the present utility model.

Figure 5 is a drawing illustrating the displaced gantry and irradiating head and the compensation mechanism.

Figure 6 is a drawing illustrating the displacement of the stereotaxic radiosurgery apparatus.

Figure 7 is a drawing illustrating the displacement of

the stereotaxic radiosurgery apparatus.

**【Description of the Reference Numerals】**

2	gantry
7	target
9	bed
10	irradiating head
15	isocenter
19	collimator
L	linking mechanism